

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/150355

発行日 平成30年12月27日 (2018.12.27)

(43) 国際公開日 平成29年9月8日 (2017.9.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

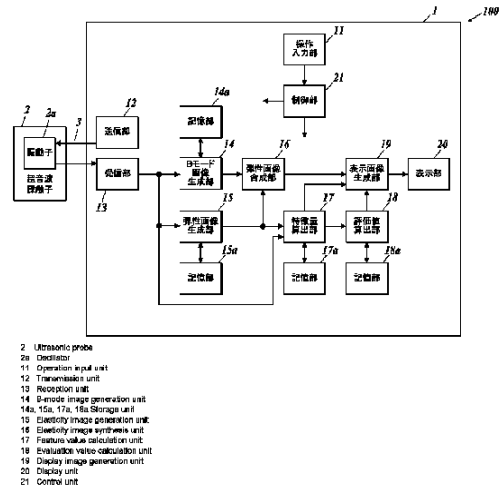
出願番号	特願2018-503094 (P2018-503094)	(71) 出願人	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/006978	(74) 代理人	110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成29年2月24日 (2017.2.24)	(72) 発明者	高木 一也 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2016-37136 (P2016-37136)	(72) 発明者	武田 義浩 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
(32) 優先日	平成28年2月29日 (2016.2.29)	Fターム(参考)	4C601 BB08 DD19 DD23 EE10 EE11 GB04 JC16 JC21 JC37 KK01 KK24 KK31 LL03
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波情報処理方法

(57) 【要約】

超音波診断装置100は、超音波を送受信する超音波探触子2により被検体に圧迫を加え被検体の対象に超音波を送受信し対象の硬さを測定する。超音波診断装置100は、超音波探触子2に駆動信号を送信する送信部12と、超音波探触子2から出力された受信信号を処理する受信部13と、処理された受信信号に基づいて、弾性画像のフレーム毎の押圧状態を示す複数の種類の特徴量を算出する特徴量算出部17と、算出された複数の特徴量から評価値を算出し、当該評価値に基づいて、押圧状態が良好なフレームからなる安定区間の情報を生成する評価値算出部18と、生成された安定区間の情報を表示部20に表示する表示画像生成部19と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の硬さを測定する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子に駆動信号を送信する送信部と、

前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する受信部と、

前記処理された受信信号に基づいて、弾性画像のフレーム毎の押圧状態を示す複数の種類の特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記算出された複数の特徴量から評価値を算出し、当該評価値に基づいて、押圧状態が良好なフレームからなる安定区間の情報を生成する評価値算出部と、

前記生成された安定区間の情報を表示部に表示する表示制御部と、を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受信信号に基づいて、弾性画像データを生成する弾性画像生成部を備え、

前記特徴量算出部は、前記算出した複数の特徴量の表示情報を生成し、

前記生成された弾性画像データ及び複数の特徴量の表示情報を記憶する記憶部と、

記憶された弾性画像データを選択して表示するシネモードにおいて、前記複数の特徴量のうち表示する特徴量の種類の入力と、表示する弾性画像データの表示フレームの入力と、を受け付ける操作入力部と、を備え、

前記表示制御部は、前記入力された表示フレームに対応する前記記憶された弾性画像データと、当該表示フレーム及び前記入力された特徴量の種類に対応する前記記憶された特徴量の表示情報と、を前記表示部に表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記特徴量の表示情報は、前記表示フレームが安定区間であるか否かを示す表示情報を含む請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記評価値算出部は、前記生成された安定区間の情報として、複数のフレームのうち安定区間のフレームを示し、弾性画像の表示フレームを示し且つ移動変更操作が可能なカーソルを有するシネフレーム選択バーを生成し、当該カーソルに対応する初期設定の表示フレームを前記安定区間内の表示フレームに設定する請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記評価値算出部は、前記生成された安定区間の情報として、複数のフレームのうち安定区間のフレームを示し、弾性画像の表示フレームを示し且つ移動変更操作が可能なカーソルを有するシネフレーム選択バーを生成し、

前記カーソルが前記安定区間内にある場合に、当該安定区間以外にある場合よりも当該カーソルの移動速度を遅く設定するカーソル制御部を備える請求項 2 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記評価値算出部は、前記評価値を算出する際に、フリーズ操作直前以外のフレームよりもフリーズ操作直前のフレームの評価値を相対的に高くして安定区間の情報を生成する請求項 2 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記受信信号に基づいて、弾性画像データを生成する弾性画像生成部を備え、

前記表示制御部は、ライブモードにおいて、前記生成された弾性画像データと、前記生成された安定区間の情報と、を前記表示部に表示する請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記算出された評価値が所定の条件を満たした場合に、フリーズ設定を行うフリーズ制御部を備える請求項 7 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 9】

超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の硬さを測定する超音波情報処理方法であって、

前記超音波探触子に駆動信号を送信する工程と、

前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する工程と、

前記処理された受信信号に基づいて、弾性画像のフレーム毎の押圧状態を示す複数の種類の特徴量を算出する工程と、

前記算出された複数の特徴量から評価値を算出し、当該評価値に基づいて、押圧状態が良好なフレームからなる安定区間の情報を生成する工程と、

前記生成された安定区間の情報を表示部に表示する工程と、を含む超音波情報処理方法

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波情報処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波を受信して画像化または解析することにより組織構造や性状を観察できる超音波診断装置がある。超音波診断では、被検体を非破壊、非侵襲で調べることが出来る。

20

【0003】

また、超音波診断装置において、超音波探触子を用いて被検体の対象に圧迫を加えることで生じる歪み分布を画像化するストレインエラストグラフィ (Strain Elastography) の技術が知られている。ストレインエラストグラフィでは、対象 (例えば腫瘍) とリファレンス (例えば脂肪) との相対的な歪みの差から対象の硬さを評価できる。

【0004】

硬さの確かな評価には、被検体への安定した圧迫が求められる。このような背景に対して、取得したフレーム群と圧迫方向を紐付け、ユーザーによる均一な圧迫がなされたフレームの選択の簡便化を図った超音波診断装置が知られている (特許文献 1 参照)。この超音波診断装置は、圧迫方向がよいフレームの弾性画像を表示することが可能である。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 4769715 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、上記従来の超音波診断装置では、押圧状態を確認することができるが、基本的には単一の特徴量を表示するものであり、例えば、圧迫の強さや圧迫の方向など、複数の特徴に基づいて総合的に判断したい場合には、表示の切り替えが必要になり、操作が煩雑になる可能性があった。

40

【0007】

本発明の課題は、複数の種類の特徴量に基づいて押圧状態が良好な弾性画像のフレームを簡便に選択できるようにすることである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明の超音波診断装置は、

超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の硬さを測定する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子に駆動信号を送信する送信部と、

50

前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する受信部と、
前記超音波探触子に駆動信号を送信し当該超音波探触子から出力された受信信号を処理する送受信部と、
前記処理された受信信号に基づいて、弾性画像のフレーム毎の押圧状態を示す複数の種類の特徴量を算出する特徴量算出部と、
前記算出された複数の特徴量から評価値を算出し、当該評価値に基づいて、押圧状態が良好なフレームからなる安定区間の情報を生成する評価値算出部と、
前記生成された安定区間の情報を表示部に表示する表示制御部と、を備える。

【0009】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記受信信号に基づいて、弾性画像データを生成する弾性画像生成部を備え、
前記特徴量算出部は、前記算出した複数の特徴量の表示情報を生成し、
前記生成された弾性画像データ及び複数の特徴量の表示情報を記憶する記憶部と、
記憶された弾性画像データを選択して表示するシネモードにおいて、前記複数の特徴量のうち表示する特徴量の種類の入力と、表示する弾性画像データの表示フレームの入力と、を受け付ける操作入力部と、を備え、
前記表示制御部は、前記入力された表示フレームに対応する前記記憶された弾性画像データと、当該表示フレーム及び前記入力された特徴量の種類に対応する前記記憶された特徴量の表示情報と、を前記表示部に表示する。

10

【0010】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の超音波診断装置において、
前記特徴量の表示情報は、前記表示フレームが安定区間であるか否かを示す表示情報を含む。

20

【0011】

請求項4に記載の発明は、請求項2又は3に記載の超音波診断装置において、
前記評価値算出部は、前記生成された安定区間の情報として、複数のフレームのうち安定区間のフレームを示し、弾性画像の表示フレームを示し且つ移動変更操作が可能なカーソルを有するシネフレーム選択バーを生成し、当該カーソルに対応する初期設定の表示フレームを前記安定区間内の表示フレームに設定する。

30

【0012】

請求項5に記載の発明は、請求項2から4のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、
前記評価値算出部は、前記生成された安定区間の情報として、複数のフレームのうち安定区間のフレームを示し、弾性画像の表示フレームを示し且つ移動変更操作が可能なカーソルを有するシネフレーム選択バーを生成し、
前記カーソルが前記安定区間内にある場合に、当該安定区間以外にある場合よりも当該カーソルの移動速度を遅く設定するカーソル制御部を備える。

【0013】

請求項6に記載の発明は、請求項2から5のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、
前記評価値算出部は、前記評価値に基づいて、フリーズ操作直前以外のフレームよりもフリーズ操作直前のフレームを安定区間にしやすくして安定区間の情報を生成する。

40

【0014】

請求項7に記載の発明は、請求項1から6のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、
前記受信信号に基づいて、弾性画像データを生成する弾性画像生成部を備え、
前記表示制御部は、ライブモードにおいて、前記生成された弾性画像データと、前記生成された安定区間の情報と、を前記表示部に表示する。

【0015】

請求項8に記載の発明は、請求項7に記載の超音波診断装置において、

50

前記算出された評価値が所定の条件を満たした場合に、フリーズ設定を行うフリーズ制御部を備える。

【0016】

請求項9に記載の発明は、

超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の硬さを測定する超音波情報処理方法であって、

前記超音波探触子に駆動信号を送信する工程と、

前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する工程と、

前記処理された受信信号に基づいて、弾性画像のフレーム毎の押圧状態を示す複数の種類の特徴量を算出する工程と、

前記算出された複数の特徴量から評価値を算出し、当該評価値に基づいて、押圧状態が良好なフレームからなる安定区間の情報を生成する工程と、

前記生成された安定区間の情報を表示部に表示する工程と、を含む。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、複数の種類の特徴量に基づいて押圧状態が良好な弾性画像のフレームを簡便に選択できる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置の外観図である。

【図2】超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図3】複数の特徴量からの評価値算出を示す概念図である。

【図4A】時間に対する評価値の分布を示す図である。

【図4B】シネフレーム選択バーを示す図である。

【図5】弾性画像表示処理を示すフローチャートである。

【図6】合成弾性画像を含む表示画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

添付図面を参照して本発明の一例に係る実施の形態及び変形例を詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【0020】

(実施の形態)

図1～図5を参照して、本発明に係る実施の形態を説明する。まず、図1及び図2を参照して、本実施の形態の超音波診断装置100の装置構成を説明する。図1は、本実施の形態の超音波診断装置100の外観図である。図2は、超音波診断装置100の機能構成を示すブロック図である。

【0021】

超音波診断装置100は、患者の生体等の被検体の生体内部組織の状態を超音波画像にして表示出力する装置である。すなわち、超音波診断装置100は、生体等の被検体内に対して超音波(送信超音波)を送信するとともに、この被検体内で反射した超音波の反射波(反射超音波:エコー)を受信する。超音波診断装置100は、受信した反射超音波を電気信号に変換し、これに基づいて超音波画像データを生成する。超音波診断装置100は、生成した超音波画像データに基づき、被検体内の内部状態を超音波画像として表示する。また、超音波診断装置100は、圧迫を加えた被検体内の歪み分布を示すストレーンエラストグラフィ機能を有する。

【0022】

図1に示すように、超音波診断装置100は、操作入力部11、表示部20を有する超音波診断装置本体1と、超音波探触子2と、ケーブル3と、を備える。超音波探触子2は、被検体内に対して送信超音波を送信するとともに、被検体内からの反射超音波を受信する。超音波診断装置本体1は、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探

10

20

30

40

50

触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体内に対して送信超音波を送信させる。また、超音波診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号を受信し、受信信号を用いて超音波画像データを生成し表示する。

【 0 0 2 3 】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる振動子 2 a (図 2 参照) を備えており、この振動子 2 a は、例えば、方位方向 (走査方向) に一次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子 2 a を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2 a の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 としてリニア電子スキュプロブを用いて、リニア走査方式による超音波の走査を行うものとするが、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。超音波診断装置本体 1 と超音波探触子 2 との通信は、ケーブル 3 を介する有線通信に代えて、UWB (Ultra Wide Band) 等の無線通信により行うこととしてもよい。

10

【 0 0 2 4 】

図 2 に示すように、超音波診断装置本体 1 は、例えば、操作入力部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、Bモード画像生成部 1 4 と、記憶部 1 4 a と、弾性画像生成部 1 5 と、記憶部 1 5 a と、弾性画像合成部 1 6 と、特徴量算出部 1 7 と、評価値算出部 1 8 と、表示制御部としての表示画像生成部 1 9 と、表示部 2 0 と、カーソル制御部、フリーズ制御部としての制御部 2 1 と、を備える。

20

【 0 0 2 5 】

操作入力部 1 1 は、例えば、医師、技師等の検査者が、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 2 1 に出力する。操作入力部 1 1 は、表示部 2 0 の表示画面上に設けられたタッチパネルを含むものとする。

【 0 0 2 6 】

送信部 1 2 は、制御部 2 1 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部 1 2 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、時間及び電圧設定部、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。時間及び電圧設定部は、パルス発生回路から発生されるパルス信号のパルス幅の時間及び振幅の電圧を設定する回路である。パルス発生回路は、時間及び電圧設定部により設定された時間及び電圧に応じて、駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。上述のように構成された送信部 1 2 は、例えば、超音波探触子 2 に配列された複数 (例えば、192 個) の振動子 2 a のうちの連続する一部 (例えば、64 個) を駆動して送信超音波を発生させる。そして、送信部 1 2 は、送信超音波を発生させる毎に駆動する振動子を方位方向にずらすことで走査 (スキャン) を行う。

30

40

【 0 0 2 7 】

受信部 1 3 は、制御部 2 1 の制御に従って、超音波探触子 2 からケーブル 3 を介して電気信号である受信信号を受信し、受信信号を信号処理して音線データを生成する回路である。受信部 1 3 は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号をA/D変換するための回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算 (整相加算) して音線データを生成するための回路である。

【 0 0 2 8 】

50

Bモード画像生成部14は、制御部21の制御に従って、受信部13からの音線データに対して包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、ダイナミックレンジやゲインの調整を行って輝度変換することにより、断層画像データとしてのB(Brightness)モードの超音波画像データ(Bモード画像データ)を生成する。すなわち、Bモード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。

【0029】

記憶部14aは、フラッシュメモリなどの半導体メモリによって構成された記憶部である。Bモード画像生成部14は、生成したBモード画像データをフレーム番号(時刻)に対応付けてフレーム単位で記憶部14aにシネフレームのシネ画像データとして記憶する。Bモード画像生成部14は、制御部21の制御に従って、記憶部14aに記憶したBモード画像データを読み出して弾性画像合成部16に出力する。

10

【0030】

弾性画像生成部15は、制御部21の制御に従って、受信部13からの音線データに対して演算を実施し、弾性情報としての歪み量に変換し、カラーマッピングすることにより、弾性画像データを生成する。弾性画像生成部15により生成される弾性画像データの画像の大きさは、操作入力部11を介して検査者から指定入力されたROI(Region Of Interest: 関心領域)の大きさとするが、これに限定されるものではなく、Bモード画像データの画像の大きさと同じとしてもよい。記憶部15aは、フラッシュメモリなどの半導体メモリによって構成された記憶部である。

【0031】

ここで、歪み量について説明する。検査者は、超音波探触子2を把持して被検体の体表に圧迫を加える。このとき、検査者自身の振動や、被検体の呼吸により、超音波探触子2から被検体に加わる圧迫が変化する。例えば、圧迫が加わる前の被検体内には、超音波探触子2と接触する体表から深さ方向(X方向)へ距離 x_r の位置に腫瘍等の対象物の上端があるものとする。また、この対象物の深さ方向の幅がLであるものとする。被検体に圧迫(応力)が加えられた状態で、対象物にも同様に圧迫がかかるとすると、この対象物の上端位置が深さ方向へ距離 x_s と変化し、対象物の深さ方向の幅が $L - \Delta L$ となるように変化するものとする。すると、これら2つの状態における対象物を計測することで、歪み量 $= \Delta L / L$ が求められる。

20

【0032】

より具体的には、例えば、特開2015-211733号公報に記載のように、弾性画像生成部15は、受信部13からの音線データをフレーム毎に記憶部15aに適宜記憶及び読み出しすることにより、時間的に連続する2フレームの音線データを取得する。この2つのフレームのうち、第1フレームの音線データの第1信号波形に対応する被検体の加圧状態を第1加圧状態とし、第2フレームの音線データの第2信号波形に対応する被検体の加圧状態を第2加圧状態とする。そして、弾性画像生成部15は、第1信号波形と第2信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出し、各時間と当該各時間における位相差成分との相関関係に応じて、第1信号波形と第2信号波形との間の各周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差を算出し、当該歪み差に基づいて歪み量を算出する。弾性画像生成部15は、この歪み量の算出を全ての画素について行い、歪み量の画素からなる画像データを生成する。

30

【0033】

そして、弾性画像生成部15は、例えば、青 緑 黄 赤の順に歪み量が高くなるカラーマッピングにより歪み量の画像データに色付けを行い弾性画像データを生成する。但し、後述する図5の図面上では、弾性画像において、黒 白の順に歪み量が高くなる表現としている。

【0034】

また、弾性画像生成部15は、生成した弾性画像データをフレーム番号(時刻)に対応付けてフレーム単位で記憶部15aにシネフレームのシネ画像データとして記憶する。弾性画像生成部15は、制御部21の制御に従って、記憶部15aに記憶した弾性画像デー

40

50

タを読み出して弾性画像合成部 16 に出力する。

【0035】

弾性画像合成部 16 は、制御部 21 の制御に従って、Bモード画像生成部 14 で生成された Bモード画像データに対して、弾性画像生成部 15 で生成された同時刻の弾性画像データを、所定の合成率で合成して合成弾性画像データを生成する。

【0036】

特徴量算出部 17 は、制御部 21 の制御に従って、弾性画像生成部 15 で生成された弾性画像データと、受信部 13 で生成された音線データと、記憶部 17a に記憶された情報との少なくとも 1 つを用いて、弾性画像データのフレーム毎の被検体の押圧状態を示す複数の種類の特徴量を算出し、それらの算出した特徴量を示す複数の特徴量の表示情報を生成し、弾性画像データ及び複数の特徴量の表示情報を評価値算出部 18 に出力し、複数の特徴量の表示情報を記憶部 17a に記憶する。記憶部 17a は、フラッシュメモリーなどの半導体メモリーによって構成された不揮発性の記憶部である。

10

【0037】

具体的な一例として、特徴量算出部 17 が、弾性画像の歪み量 d 、歪み量のテンポ b 、信頼値 s 、の 3 種類の特徴量を算出する例を説明する。但し、特徴量算出部 17 が算出する特徴量の種類及び数は、この例に限定されるものではない。

【0038】

特徴量算出部 17 は、弾性画像生成部 15 で生成された弾性画像データを用いて次式 (1) により、弾性画像 (ROI) 内の平均歪み量で定義される弾性画像の歪み量 d を算出する。

20

【数 1】

$$d = \frac{\sum_{q \in ROI} x(q)}{n} \quad \dots (1)$$

但し、ROI：弾性画像データの全画素、 x ：弾性画像内の画素の変数 q における歪み量、 n ：ROI 内の画素数、である。

【0039】

また、特徴量算出部 17 は、弾性画像生成部 15 で生成された連続する複数フレームの弾性画像データを用いて次式 (2) により、弾性画像 (ROI) の歪み量の時間波形の、正弦波形・余弦波形への類似度で定義される弾性画像の歪み量のテンポ b を算出する。このとき、特徴量算出部 17 は、弾性画像生成部 15 で生成された弾性画像データを適宜記憶部 17a に書き込み及び読み出しをして、連続する複数フレームの弾性画像データとして使用する。

30

【数 2】

$$b = \frac{\max_{\omega} D(\omega)}{\int D(\omega)} \quad \dots (2)$$

但し、 $D(\omega) = FFT(D(t))$ 、 $D(t)$ ：歪み量の時間波形、 t ：時間・フレーム番号、である。式 (2) は、一定の間隔で歪みが生じている場合、特定の周波数が強くなり、分子が大きくなる。この状態をテンポが良い状態と定義している。このとき、分子では周波数成分の最大値を算出するが、単に強い押圧に反応しないよう低周波成分を最大値の算出対象から除き、中周波または高周波成分を最大値の算出対象としても良い。分母は、歪み量に依存しない特徴量として算出するために歪み量の総和で正規化している。また、テンポ b と歪み量とを同時に考慮していい場合に、弾性画像の歪み量のテンポ b は次式 (2A) により算出される。

40

【数 3】

$$b = \max_{\omega} D(\omega) \quad \dots (2A)$$

【0040】

50

また、特徴量算出部 17 は、受信部 13 で生成された連続フレームの音線データを用いて次式 (3) により、連続する 2 フレームの音線データの相関値で定義される弾性画像の信頼値 (復元率) s を算出する。このとき、特徴量算出部 17 は、受信部 13 で生成された各フレームの音線データを適宜記憶部 17 a に書き込み及び読み出しをして連続フレームの音線データとして使用する。

$$s = \text{AutoCorr}(f(x), f_{\text{prev}}(x + x)) \dots (3)$$

但し、AutoCorr は自己相関演算、 $f(x)$: 現在のフレームの深さ方向の位置 (深さ x) における音線データの信号波形、 $f_{\text{prev}}(x + x)$: 前フレームの深さ方向の位置 (深さ $x + x$) における音線データの信号波形、である。

【0041】

また、その他の特徴量として、特徴量算出部 17 は、上記算出した現在及び過去の特徴量を用いて、次式 (4) により、算出した現在の特徴量と、過去の特徴量の最高値との誤差で定義される過去の特徴量との類似度 p を算出しても良い。このとき、特徴量算出部 17 は、算出した各フレームの特徴量を適宜記憶部 17 a に書き込み及び読み出しをして過去の特徴量として使用する。

$$p = |y - y_{\text{past}}| \dots (4)$$

但し、 y : 現在の特徴量、 y_{past} : 過去の特徴量の最高値、である。特徴量 y 、 y_{past} としては、例えば、歪み量 d を用いる構成とするが、これに限定されるものではない。特徴量 y 、 y_{past} として、テンポ b 又は信頼値 s を用いたり、複数の特徴量に重み係数をかけた値の和を用いる構成としてもよい。

【0042】

また、その他の特徴量として、特徴量算出部 17 が、弾性画像データの画素の水平方向 (走査方向) の歪み量の分布 (深さ方向の列毎の全画素の歪み量の和又は平均値) から歪み分布の回帰直線を生成し、当該回帰直線の傾きに対応するバランス直線の傾き 0 を満点としたスコアを特徴量として算出する構成としてもよい。この構成において、特徴量表示情報として、歪み分布のスコアとともに、バランス直線を表示させる構成としてもよい。

【0043】

また、特徴量算出部 17 は、算出した各特徴量の表示情報を生成する。例えば、特徴量としての歪み量 d の表示情報は、過去の所定期間前から現在までの歪み量を示すグラフの表示情報とする。このとき、特徴量算出部 17 は、現在及び過去の特徴量を適宜記憶部 17 a から読み出して特徴量の表示情報の生成に使用する。特徴量算出部 17 は、生成した特徴量の表示情報をフレーム番号 (時刻) に対応付けて、シネフレーム用に記憶部 17 a に記憶する。

【0044】

評価値算出部 18 は、制御部 21 の制御に従って、特徴量算出部 17 で生成された複数の特徴量を用いて、評価値 score を算出し、評価値 score に基づくシネフレームバーを生成し、特徴量算出部 17 で生成された複数の特徴量の表示情報と、生成したシネフレームバーとを表示画像生成部 19 に出力する。

【0045】

評価値算出部 18 は、例えば、次式 (5) により、評価値 score を算出する。

$$\text{score} = w_d \cdot d + w_b \cdot b + w_s \cdot s \dots (5)$$

但し、 w_d : 歪み量 d の重み係数、 w_b : テンポ b の重み係数、 w_s : 信頼値 s の重み係数、である。

【0046】

図 3 は、複数の特徴量からの評価値算出を示す概念図である。図 3 に示すように、評価値算出部 18 は、同時刻のフレームの複数の特徴量 (歪み量 d 、テンポ b 、信頼値 s 、類似度 p) から評価値を算出する。

【0047】

但し、評価値算出部 18 が、評価値 score を式 (5) により算出する構成に限定されるものではなく、例えば式 (6) により算出する構成としてもよい。

10

20

30

40

50

score = d · b · s ... (6)

【 0 0 4 8 】

評価値算出部 1 8 は、算出した評価値をフレーム番号（時刻）に対応付けて、シネフレーム用に記憶部 1 8 a に記憶する。記憶部 1 8 a は、フラッシュメモリなどの半導体メモリによって構成された不揮発性の記憶部である。

【 0 0 4 9 】

また、評価値算出部 1 8 は、記憶部 1 8 a に記憶された現在及び過去の評価値に基づき、評価値が高く時間的に連続したフレーム群からなる安定区間を有するシネフレーム選択バーを生成する。ここで、図 4 A、図 4 B を参照して、シネフレーム選択バーの生成を説明する。図 4 A は、時間に対する評価値の分布を示す図である。図 4 B は、シネフレーム

10

【 0 0 5 0 】

時間に対する 1 フレーム毎の評価値の分布は、例えば図 4 A に示される。1 フレームの時間は、例えば 1 / 5 ~ 1 / 2 0 [s] とする。評価値算出部 1 8 は、全てのシネフレームの評価値について、経時的に所定時間分（例えば、1 秒間の区間）の評価値の移動平均値を算出していく。そして、評価値算出部 1 8 は、移動平均値が所定の閾値以上となった所定時間分の区間を安定区間として設定したシネフレーム選択バーを生成する。なお、移動平均値算出の区間と、安定区間との時間を異にする構成としてもよい。評価値算出部 1 8 は、例えば、図 4 A の評価値の分布に対応する図 4 B に示すシネフレーム選択バー 3 0 0 を生成する。シネフレーム選択バー 3 0 0 は、安定区間 3 0 1 と、通常区間 3 0 2 と、

20

【 0 0 5 1 】

表示画像生成部 1 9 は、制御部 2 1 の制御に従って、ライブモードでは、弾性画像合成部 1 6 で生成された合成弾性画像データを表示画像データとして生成し、シネモードでは、弾性画像合成部 1 6 で生成されたシネフレームの合成弾性画像データと、特徴量算出部 1 7 から入力された特徴量の表示情報と、評価値算出部 1 8 から入力されたシネフレーム選択バーと、を合成して表示画像データとして生成する。表示画像生成部 1 9 は、生成した表示画像データを表示部 2 0 用の画像信号に変換して表示部 2 0 に出力する。

30

【 0 0 5 2 】

表示部 2 0 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 2 0 は、表示画像生成部 1 9 から出力された画像信号に従って表示画面上に画像の表示を行う。

【 0 0 5 3 】

制御部 2 1 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備えて構成され、R O M に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 1 0 0 の各部の動作を集中制御する。R O M は、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置 1 0 0 に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能なプログラムや、ガンマテーブル等の各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。R A M は、C P U により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。なお、図が複雑になるのを防ぐため、図 2 上で、制御部 2 1 から各部への制御線は、一部省略されている。

40

【 0 0 5 4 】

超音波診断装置 1 0 0 が備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例

50

えば L S I (Large Scale Integration) であり、L S I は集積度の違いにより、I C、システム L S I、スーパー L S I、ウルトラ L S I と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は L S I に限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、F P G A (Field Programmable Gate Array) や L S I 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上の R O M などの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

【 0 0 5 5 】

次に、図 5 を参照して、超音波診断装置 1 0 0 の動作を説明する。図 5 は、弾性画像表示処理を示すフローチャートである。

【 0 0 5 6 】

超音波診断装置 1 0 0 を用いたストレインエラストグラフィによる被検体の診断において、予め、ライブモードとして、先ず被検体に超音波探触子 2 が接触され B モード画像データが生成され B モード画像が表示され、検査者により、操作入力部 1 1 を介して、適宜弾性画像の R O I の指定入力となされ、超音波探触子 2 により被検体の対象周辺の体表への圧迫が加えられる。

【 0 0 5 7 】

そして、超音波診断装置 1 0 0 において、制御部 2 1 が、図 5 に示す弾性画像表示処理を実行する。以下、各ステップの主体として、そのステップの処理の直接の主体を記載するが、制御部 2 1 が各ステップの主体を制御している。

【 0 0 5 8 】

先ず、送信部 1 2 は、超音波探触子 2 に駆動信号を供給して超音波を送受信させ、受信部 1 3 が、超音波探触子 2 から受信信号を受信し音線データを生成する (ステップ S 1 1)。そして、B モード画像生成部 1 4 は、ステップ S 1 1 で生成された音線データを用いて、1 フレームの B モード画像データ生成及び記憶部 1 4 a へのシネフレームとしての記憶を行い、弾性画像生成部 1 5 が、ステップ S 1 1 で生成された音線データ、記憶部 1 5 a に記憶された 1 フレーム前の音線データを用いて、1 フレームの弾性画像データ生成及び記憶部 1 5 a へのシネフレームとしての記憶を行い、弾性画像合成部 1 6 が、生成された B モード画像データ及び弾性画像データを合成して 1 フレームの合成弾性画像データを生成する (ステップ S 1 2)。

【 0 0 5 9 】

そして、特徴量算出部 1 7 は、ステップ S 1 1 で得られた音線データ、ステップ S 1 2 で得られた弾性画像データ、記憶部 1 7 a に記憶された過去の情報を用いて、特徴量 (歪み量 d , テンポ b , 信頼値 s) を算出し、各特徴量の表示情報の生成及び記憶部 1 7 a への記憶を行う (ステップ S 1 3)。そして、評価値算出部 1 8 は、ステップ S 1 3 で算出された特徴量を用いて、特徴量の評価値 score を算出し、シネフレーム選択バーにおける安定区間の情報生成及び記憶部 1 8 a への記憶を行う (ステップ S 1 4)。

【 0 0 6 0 】

そして、表示画像生成部 1 9 は、ステップ S 1 2 で生成した 1 フレームの合成弾性画像データから 1 フレームの表示画像データを生成し、その表示画像を表示部 2 0 に表示する (ステップ S 1 5)。検査者は、表示部 2 0 に表示された合成弾性画像を目視することにより、合成弾性画像内の腫瘍等の対象物の硬さを診断できる。

【 0 0 6 1 】

そして、制御部 2 1 は、操作入力部 1 1 を介して検査者からフリーズ入力があったか否かを判別する (ステップ S 1 6)。フリーズ入力がない場合 (ステップ S 1 6 ; N O)、ステップ S 1 1 に移行される。フリーズ入力があった場合 (ステップ S 1 6 ; Y E S)、シネモードが開始され、制御部 2 1 は、シネ画像データの初期設定の表示フレーム番号を、B モード画像生成部 1 4、弾性画像生成部 1 5、特徴量算出部 1 7、評価値算

10

20

30

40

50

出部 18 に出力して設定する (ステップ S 17)。初期設定の表示フレームは、例えば、複数のシネフレームのうちのフリーズ直前のシネフレームとする。

【0062】

そして、Bモード画像生成部 14 は、入力された表示フレーム番号の Bモード画像データを記憶部 14a から読み出して弾性画像合成部 16 に出力し、弾性画像生成部 15 が、入力された表示フレーム番号の弾性画像データを記憶部 15a から読み出して弾性画像合成部 16 に出力し、弾性画像合成部 16 が、入力された Bモード画像データ及び弾性画像データを合成して合成弾性画像データを生成する (ステップ S 18)。

【0063】

そして、特徴量算出部 17 は、入力された表示フレーム番号の設定中 (最初は、初期設定) の種類の特徴量の表示情報を記憶部 17a から読み出して表示画像生成部 19 に出力する (ステップ S 19)。初期設定の特徴量は、例えば、歪み量 d とする。そして、評価値算出部 18 は、安定区間の情報を記憶部 18a から読み出し、当該安定区間の情報に基づき、入力された表示フレーム番号に対応する位置のカーソルを有するシネフレーム選択バーを生成して表示画像生成部 19 に出力する (ステップ S 20)。

【0064】

そして、表示画像生成部 19 は、入力された表示フレーム番号の合成弾性画像データ、特徴量の表示情報、シネフレーム選択バーを合成して表示画像データを生成し、その表示画像を表示部 20 に表示する (ステップ S 21)。そして、制御部 21 は、操作入力部 11 を介して検査者からカーソル移動入力がされたか否かを判別する (ステップ S 22)。カーソル移動入力がされた場合 (ステップ S 22; YES)、制御部 21 は、ステップ S 22 のカーソル移動に対応する変更後の表示フレーム番号を、Bモード画像生成部 14、弾性画像生成部 15、特徴量算出部 17、評価値算出部 18 に出力して設定し (ステップ S 23)、ステップ S 18 に移行する。

【0065】

カーソル移動入力がされていない場合 (ステップ S 22; NO)、制御部 21 は、操作入力部 11 を介して検査者から特徴量変更入力がされたか否かを判別する (ステップ S 24)。特徴量変更入力がされた場合 (ステップ S 24; YES)、特徴量算出部 17 は、ステップ S 24 の変更後の特徴量に対応する種類の特徴量の表示情報を記憶部 17a から読み出して表示画像生成部 19 に出力し (ステップ S 25)、ステップ S 21 に移行する。特徴量変更入力がされていない場合 (ステップ S 24; NO)、弾性画像表示処理が終了する。

【0066】

図 6 は、合成弾性画像 210 を含む表示画像 200 を示す図である。例えば、図 6 に示すように、シネモードにおいて、表示フレーム番号の表示画像 200 が表示部 20 に表示される。表示画像 200 は、合成弾性画像 210 と、シネフレーム選択バー 300A と、フレーム番号表示欄 310 と、特徴量表示情報 400 と、特徴量切替ボタン 410 と、を有する。

【0067】

合成弾性画像 210 は、表示フレーム番号の Bモード画像データに基づく Bモード画像 211 と、表示フレーム番号の弾性画像データに基づく弾性画像 212 と、の合成画像である。シネフレーム選択バー 300A は、安定区間 301A と、通常区間 302A と、カーソル 303 と、を有する。

【0068】

安定区間 301A は、全てのシネ画像データのシネフレームのうち、安定区間を示すバーの一部分である。通常区間 302A は、全てのシネフレームのうち、通常区間を示すバーの一部分である。カーソル 303 は、合成弾性画像 210 に対応する表示フレーム番号の位置に配置されるとともに、操作入力部 11 を介して検査者から表示するシネフレームの選択入力を受け付ける操作表示要素であり、安定区間 301A 及び通常区間 302A 上の左右に移動変更入力が可能である。フレーム番号表示欄 310 は、全てのシネ画像デー

タのシネフレームの枚数のうちの合成弾性画像 2 1 0 (カーソル 3 0 3) の順番のフレーム番号を示す表示欄である。安定区間 3 0 1 A と通常区間 3 0 2 A との表示色は、異にするのが好ましい。

【 0 0 6 9 】

特徴量表示情報 4 0 0 は、初期設定の特徴量としての歪み量 d の表示欄である。特徴量表示情報 4 0 0 は、グラフ部 4 0 1 と、基準領域 4 0 2 と、枠部 4 0 3 と、を有する。グラフ部 4 0 1 は、横軸を時間、縦軸を特徴量の歪み量 d の値とし、特徴量表示情報 4 0 0 の縦軸の中心を基準値とした経時的な歪み量 d のグラフを示す部分である。グラフ部 4 0 1 の右端を、フリーズ直前のフレームの歪み量 d とする。基準領域 4 0 2 は、特徴量表示情報 4 0 0 の縦軸の中心から適切な歪み量 d の値の範囲を示す領域である。つまり、グラフ部 4 0 1 が基準領域 4 0 2 以内であると、その部分の歪み量 d が適正であることを示し、グラフ部 4 0 1 が基準領域 4 0 2 からはみ出ると、その部分の歪み量 d が適正でないことを示す。

10

【 0 0 7 0 】

枠部 4 0 3 は、特徴量表示情報 4 0 0 の枠部であるとともに、表示色がカーソル 3 0 3 に対応するシネフレームが安定区間か否かに設定されている。例えば、カーソル 3 0 3 に対応するシネフレームが安定区間である場合に、枠部 4 0 3 は、安定区間 3 0 1 A と同じ表示色で表示される。

【 0 0 7 1 】

特徴量切替ボタン 4 1 0 は、操作入力部 1 1 を介して検査者から表示する特徴量表示情報 4 0 0 で表示する特徴量の種類の切替入力を受け付ける操作表示要素である。例えば、特徴量切替ボタン 4 1 0 を押す度に、特徴量表示情報 4 0 0 の特徴量が、歪み量 d テンポ b 信頼値 s 歪み量 d ... のように切り替わる。ステップ S 2 4 に対応して、特徴量切替ボタン 4 1 0 が操作入力部 1 1 を介してタッチ入力されると、制御部 2 1 は、切替後の表示特徴量情報を特徴量算出部 1 7 に出力する。特徴量算出部 1 7 は、同じ表示フレーム番号の、入力された表示特徴量情報に対応する特徴量の表示情報を記憶部 1 7 a から読み出して表示画像生成部 1 9 に出力する。表示画像生成部 1 9 は、同じ表示フレーム番号の合成弾性画像データ、切替後の特徴量の表示情報、シネフレーム選択バーを合成して表示画像データを生成し、その表示画像を表示部 2 0 に表示させる。なお、特徴量の表示情報は、経時的なグラフの表示形式に限定されるものではなく、特徴量の数値表示等、他の表示形式としてもよい。

20

30

【 0 0 7 2 】

また、ステップ S 2 2 に対応して、操作入力部 1 1 を介してカーソル 3 0 3 の移動により表示シネフレームが選択入力されると、選択後の表示フレーム番号に対応する、合成画像データ、シネフレーム選択バー、切替後の特徴量の表示情報と、を含む表示画像が表示される。

【 0 0 7 3 】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 1 0 0 は、超音波探触子 2 に駆動信号を供給し超音波探触子 2 から出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて、弾性画像のフレーム毎の押圧状態を示す複数の種類の特徴量を算出し、算出された複数の特徴量から評価値を算出し、当該評価値に基づいて、押圧状態が良好なフレームからなる安定区間の情報としてシネフレーム選択バーを生成し、生成されたシネフレーム選択バーを表示部 2 0 に表示する。

40

【 0 0 7 4 】

このため、検査者が、複数の種類の特徴量に基づいて押圧状態が良好な安定区間の弾性画像のフレームを視覚的に確認して簡単に選択できる。

【 0 0 7 5 】

また、超音波診断装置 1 0 0 は、受信信号に基づいて、弾性画像データを生成し、算出した複数の特徴量の表示情報を生成し、生成された弾性画像データ及び複数の特徴量の表示情報を記憶部 1 5 a , 1 7 a に記憶し、シネモードにおいて、複数の特徴量のうち表示

50

する特徴量の種類の入力と、表示する弾性画像データの表示フレームの入力と、を受け付け、入力された表示フレームに対応する記憶された弾性画像データと、表示フレーム及び入力された特徴量の種類に対応する記憶された特徴量の表示情報と、を表示部 20 に表示する。このため、検査者が、表示しているシネフレームの特徴量を視覚的に認識できる。

【0076】

また、特徴量表示部 400 は、表示フレームが安定区間であるか否かを表示色により示す枠部 403 を含む。このため、検査者が、表示しているシネフレームの特徴量を、安定区間であるか否かの情報とともに容易に認識できる。

【0077】

(変形例)

上記実施の形態の複数の変形例を順に説明する。

【0078】

第 1 の変形例は、超音波診断装置 100 において、制御部 21 が、シネモードの開始時に、カーソルに対応する初期設定の表示するシネ画像データの表示フレーム番号を、フリーズ直後以外のシネフレームの表示フレーム番号に設定する構成である。例えば、制御部 21 が、シネモードの開始時に表示するシネ画像データの表示フレーム番号を安定区間内（例えば安定区間の中央）のシネフレームのフレーム番号に設定する構成である。この構成によれば、診断に重要な安定区間のシネフレームの情報を最初に確認でき、診断を正確に行うことができるとともに、診断時間を短縮できる。

【0079】

第 2 の変形例は、超音波診断装置 100 において、制御部 21 が、シネフレーム選択バーのカーソルの移動表示において、操作入力部 11 を介する検査者からの同じ移動操作に対して、通常区間内よりも安定区間内のカーソルの移動速度を遅く設定する構成である。この構成によれば、診断に重要な安定区間の表示シネフレームの選択が容易になる。

【0080】

第 3 の変形例は、超音波診断装置 100 において、評価値算出部 18 が、シネフレーム選択バーのフリーズ直前のシネフレームを、フリーズ直前以外のシネフレームよりも安定区間に設定しやすくする構成である。例えば、フリーズ直前のシネフレームの評価値に 1 以上の所定係数を乗じる構成や、フリーズ直前のシネフレームの評価値を含む評価値の移動平均値に対する安定区間判別のための閾値を低くする構成等がある。この構成によれば、検査者が重要と判断してフリーズ操作した直近のフレームを診断に重要な安定区間に設定しやすくでき、診断をより正確に行うことができる。

【0081】

第 4 の変形例は、超音波診断装置 100 において、評価値算出部 18 が、ライブモード中に、現在までの所定数のフレームに対応して移動平均値を算出した評価値に基づく安定区間及び通常区間の情報を表示画像生成部 19 に出力し、表示画像生成部 19 が、入力された安定区間の情報をライブの合成画像データとともに表示部 20 に表示させる構成である。この構成によれば、ライブモード時にも、検査者が、複数の種類の特徴量に基づいて押圧状態が良好な安定区間の弾性画像のフレームを視覚的に認識できる。

【0082】

第 5 の変形例は、超音波診断装置 100 において、評価値算出部 18 が、ライブモード中に、現在までの所定数のフレームに対応して移動平均値を算出した評価値に基づく安定区間及び通常区間の情報を制御部 21 に出力する構成である。さらに、制御部 21 が、評価値が予め設定された所定の条件を満たすか否かを判別し、所定の条件を満たす場合に、フリーズを自動設定する。所定の条件とは、例えば、評価値の移動平均値が、安定区間を判定するための第 1 の所定閾値とは別の第 2 の所定閾値以上となることである。この構成によれば、ライブモード時にも、検査者が、安定区間に対応する診断に重要な弾性画像のフレームを静止画のフレームの弾性画像として容易に視覚的に確認できる。

【0083】

なお、上記実施の形態及び変形例における記述は、本発明に係る好適な超音波診断装置

10

20

30

40

50

及び超音波情報処理方法の一例であり、これに限定されるものではない。例えば、上記実施の形態及び変形例の少なくとも2つを組み合わせる構成としてもよい。

【0084】

また、上記実施の形態及び変形例では、シネフレーム選択バーにおける安定区間を同じ色に設定する構成としたが、これに限定されるものではない。安定区間を評価値の高さに応じて表示色を異にする構成としてもよい。例えば、評価値が高くなるにつれて安定区間の表示色の濃さを濃くする構成としてもよい。この構成によれば、安定区間の評価値の高さを容易に確認できるとともに、特に、シネフレーム選択バーに複数の安定区間が存在する場合に、各安定区間を容易に識別できる。

【0085】

また、上記実施の形態では、弾性画像データとして、ストレインエラストグラフィにより弾性データとしての歪み量を示す画像データを生成して用いる構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、シアウェーブエラストグラフィ (Shear Wave Elastography) により弾性データとしてのせん断波速度を示す画像データを弾性画像データとして生成して用いる構成としてもよい。

【0086】

また、以上の実施の形態及び変形例における超音波診断装置100を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【産業上の利用可能性】

【0087】

以上のように、本発明の超音波診断装置及び超音波情報処理方法は、弾性画像を用いた超音波診断に適用できる。

【符号の説明】

【0088】

100 超音波診断装置

1 超音波診断装置本体

11 操作入力部

12 送信部

13 受信部

14 Bモード画像生成部

14a, 15a, 17a, 18a 記憶部

15 弾性画像生成部

16 弾性画像合成部

17 特徴量算出部

18 評価値算出部

19 表示画像生成部

20 表示部

21 制御部

2 超音波探触子

2a 振動子

3 ケーブル

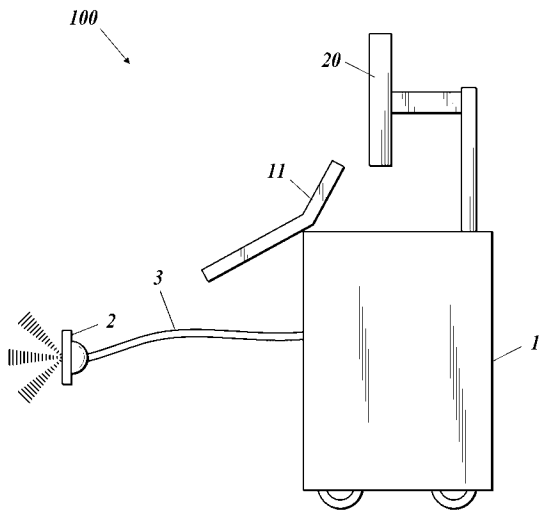
10

20

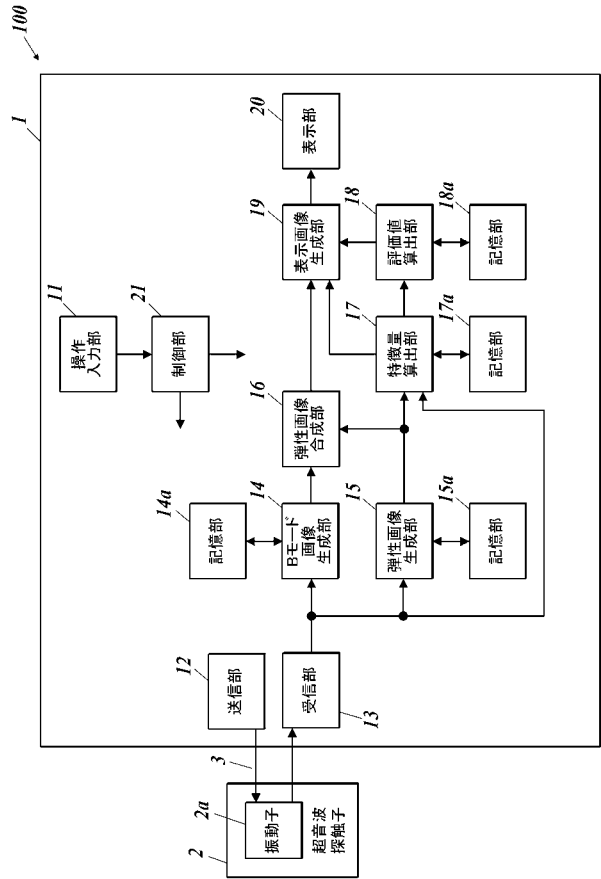
30

40

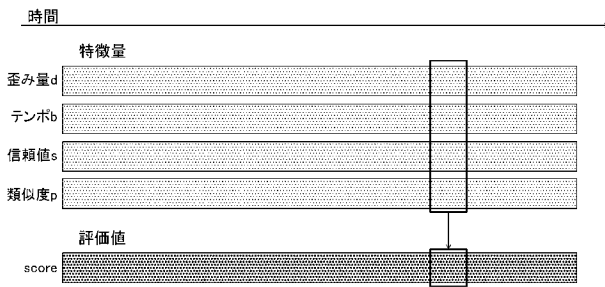
【 図 1 】



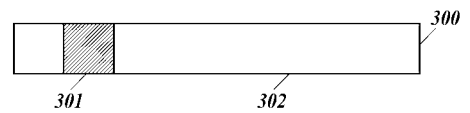
【 図 2 】



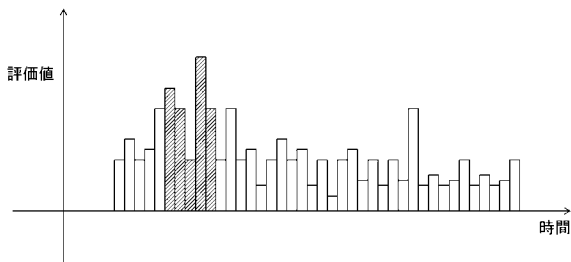
【 図 3 】



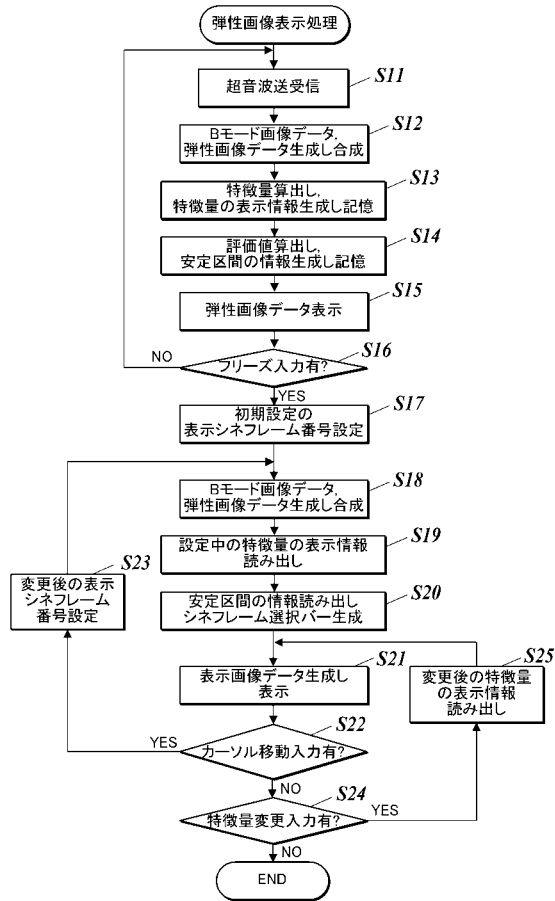
【 図 4 B 】



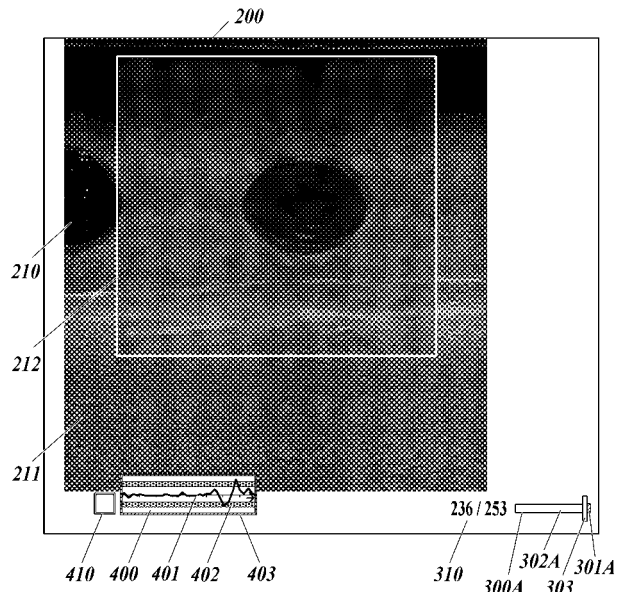
【 図 4 A 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/006978
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2014-64912 A (Toshiba Corp.), 17 April 2014 (17.04.2014), paragraphs [0011] to [0095], [0113] to [0115] & US 2015/0126867 A1 paragraphs [0014] to [0098], [0116] to [0118] & CN 103813755 A	1, 9
A	JP 2010-17585 A (Hitachi Medical Corp.), 28 January 2010 (28.01.2010), entire text; all drawings & US 2008/0269606 A1 & US 2012/0016238 A1 & EP 1762180 A1 & CN 1980606 A	1-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 10 May 2017 (10.05.17)		Date of mailing of the international search report 23 May 2017 (23.05.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/006978

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-58193 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 30 March 2015 (30.03.2015), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 9 7 8									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	JP 2014-64912 A (株式会社東芝) 2014.04.17, 段落 [0011]-[0095], [0113]-[0115] & US 2015/0126867 A1, 段落 [0014]-[0098], [0116]-[0118] & CN 103813755 A	1,9									
A	JP 2010-17585 A (株式会社日立メディコ) 2010.01.28, 全文, 全図 & US 2008/0269606 A1 & US 2012/0016238 A1 & EP 1762180 A1 & CN 1980606 A	1-9									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 10.05.2017		国際調査報告の発送日 23.05.2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 井上 香緒梨	2U 3614								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 9 7 8
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2015-58193 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2015.03.30, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-9

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置及び超声波情报处理方法		
公开(公告)号	JPWO2017150355A1	公开(公告)日	2018-12-27
申请号	JP2018503094	申请日	2017-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	高木一也 武田義浩		
发明人	高木 一也 武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL03		
优先权	2016037136 2016-02-29 JP		
其他公开文献	JP6662447B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置100通过超声波探头2对被检体施加压力，该超声波探头2对被检体进行超声波的收发，对被检体进行硬度的测定。超声波诊断装置100包括：发送器12，其将驱动信号发送至超声波探头2；接收器13，其对从超声波探头2输出的接收信号进行处理；以及处理后的接收信号。基于此，特征量计算单元17针对弹性图像的各帧计算表示按压状态的多种特征量，并基于该评估值从所计算出的多个特征量中计算出评估值，提供了评估值计算单元18，该评估值计算单元18生成关于包括处于良好按下状态的帧的稳定部分的信息，以及显示图像生成单元19，该显示图像生成单元19将所生成的关于稳定部分的信息显示在显示单元20上。

